

## PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 01-126692

(43)Date of publication of application : 18.05.1989

(51)Int.Cl.

G10H 1/00

G09G 1/00

(21)Application number : 63-185313

(71)Applicant : UNIV LELAND STANFORD JR

(22)Date of filing : 25.07.1988

(72)Inventor : LUSTED HUGH S  
KNAPP BENJAMIN R

(30)Priority

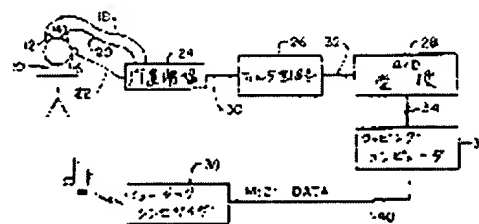
Priority number : 87 77733 Priority date : 24.07.1987 Priority country : US

## (54) BIOPOTENTIAL DIGITAL CONTROLLER FOR MUSIC AND VIDEO

(57)Abstract:

PURPOSE: To generate data which controls generation of a tone by providing a means which senses a biopotential signal in real time, and a means which receives the biopotential to map it to a MIDI(Musical Interinstrument Digital Interface) code in real time.

CONSTITUTION: A transducer senses a brain wave signal from a human body 10 and outputs signals to signal lines 18, 20, and 22 to a preamplifier 24, and the output of the preamplifier 24 is coupled to the analog input of an A/D conversion circuit 28 through a filter circuit 26, and a digital intensity language on a bus 34 converted to a digital language is read by a mapping computer 36. This computer 36 obtains the characteristics of an analog signal on a line 32, and this characteristic is mapped to oarameters of MIDI. Thus, the frequency of the tone outputted from a music synthesizer output device 38 is controlled by the intensity of the signal on the line 32.



## LEGAL STATUS

[Date of request for examination]

[Date of sending the examiner's decision of rejection]

[Kind of final disposal of application other than the examiner's decision of rejection or application converted registration]

[Date of final disposal for application]

[Patent number]

[Date of registration]

[Number of appeal against examiner's decision of rejection]

[Date of requesting appeal against examiner's decision of rejection]

[Date of extinction of right]

Copyright (C); 1998,2003 Japan Patent Office

⑩ 日本国特許庁(JP)

⑪ 特許出願公開

⑫ 公開特許公報(A)

平1-126692

⑬ Int. Cl.<sup>4</sup>

識別記号

庁内整理番号

⑭ 公開 平成1年(1989)5月18日

G 10 H 1/00  
G 09 G 1/00

3 1 9

Z-7436-5D  
8121-5C

審査請求 未請求 請求項の数 23 (全26頁)

⑮ 発明の名称 音楽およびビデオ用のバイオポテンシャルデジタルコントローラ

⑯ 特 願 昭63-185313

⑰ 出 願 昭63(1988)7月25日

優先権主張 ⑱ 1987年7月24日 ⑲ 米国(US) ⑳ 077,733

㉑ 発 明 者 ヒュー エス. ラステ アメリカ合衆国 カリフォルニア 94305 パロ アル  
ツド ト, アレン コート 774

㉒ 出 願 人 ザ ボード オブ ト アメリカ合衆国 カリフォルニア 94305, スタンフオー  
ラスティズ オブ ザ ド(番地なし)  
リーランド スタン  
フオード ジュニア  
ユニバーシティ

㉓ 代 理 人 弁理士 小橋 一男 外1名  
最終頁に続く

明 細 書

1. 発明の名称

音楽およびビデオ用のバイオポテンシャルディ  
ジタルコントローラ

2. 特許請求の範囲

1. バイオポテンシャル信号をリアルタイムで  
感知する手段、及び

該バイオポテンシャルを受け取り、リアルタイ  
ムでMIDIコードにマッピングする手段

を備えた、音調の発生を制御するためのデータ  
を発生するための装置。

2. MIDIコードを受け取り、利用すること  
ができる何れかの公知の装置を更に備え、MIDI  
コードを用いて、該MIDIコードから音調を  
発生するために該MIDIコードを受け取るよう  
に接続された該装置の動作を制御する請求項第1  
項に記載の装置。

3. 音調の制御のための入力されるデジタル  
データを音調に変換するための少なくとも1個の  
出力装置。

生体内で発生した少なくとも1個の電気信号を  
リアルタイムで感知し、該電気信号を該電気信号  
を表す第1のデジタルデータサンプルの流れに  
リアルタイムで変換するための手段、及び

該第1のデジタルデータサンプルの流れを受  
け取り、該第1のデジタルデータサンプルの流  
れから該生体内で発生した該電気信号の少なく  
とも1個の特性をリアルタイムで抽出し、該特性の  
各々とそれらの中の変化とを音調の発生を制御し  
得るデジタルデータの第2の流れにリアルタイ  
ムでマッピングし、それを該出力装置に伝達する  
ための手段

を備えた、生体内で発生した電気信号からマッ  
プされた音調の発生を制御するためにデジタル  
データのリアルタイムの発生のための装置。

4. 該感知のための手段が、出力部と、2個の  
感知電極を介して該生物学的信号を感知し増幅す  
るよう接続された入力部と、該入力部と接続さ  
れた接地電極とを有する差動増幅器を備え、該電  
極は生体と接触して配置され、該差動増幅器が充

該フィルタリングされた出力信号を、エイリアジングを防止するのに充分高い割合でサンプリングするための手段、

複数の該サンプルに対してフーリエ変換操作を実施するための手段、

該所望の周波数成分の特性周波数に於ける該フーリエ変換操作により生じる所望の周波数成分係数の振幅を求める手段、及び

所望の周波数成分の強度をMIDIコードにマッピングするための手段

を備えた、脳波の1以上の周波数成分をMIDIコードにマッピングするための装置。

12. 該マッピングするための手段が、脳波の $\alpha$ 波成分の強度の変化をMIDIコードのプログラム番号にマッピングするための手段を備えている請求項11に記載の装置。

13. 生体内の筋肉又は筋肉群内で発生した電気信号を感知するための、第1の出力信号を発生するための手段、

生体内で発生した脳波を感知するための、不要

の周波数成分をフィルタリングにより除去するための、第2の出力信号を発生するための手段、

生体内で心臓筋肉を動かすために発生された電気信号を感知するための、不要の周波数成分をフィルタリングにより除去するための、第3の出力信号を発生するための手段、

該第1、第2及び第3の出力信号をエイリアジングを防止するのに充分高いサンプル率でサンプリングするための、該第1、第2及び第3の出力信号の各々を表すデジタルデータを発生するための手段、並びに

該デジタルデータを受け取るための入力部を有し、出力部を有し、該デジタルデータから該第1、第2及び第3の出力信号の各々の特性を抽出するための、該特性の各々をMIDIコードの異なるチャンネルにマッピングするための、該出力部に於いてMIDIコードの該チャンネルの各々を出力するための処理手段

を備えた、人体内で生じた電気信号からMIDIコードを発生させるための装置。

14. MIDIコードの各チャンネルが該出力部に於いて異なる時間間隔の間に出力される請求項13に記載の装置。

15. 生体内で発生させられた電気信号を感知するステップ、及び

該電気信号をMIDIコードにマッピングするステップ

を包含する、MIDIコードを発生する方法。

16. 生体内で発生させられた電気信号を感知するステップ、及び

該電気信号を、使用者にビデオゲームのための入力データを供給するために適したデジタルコードにマッピングするステップ

を包含する、ビデオゲームを制御するためのデジタルコードを発生する方法。

17. 生体内で発生させられた電気信号を感知し、不要な周波数成分をフィルタリングにより除去するステップ、

該フィルタリングされた電気信号をデジタルデータに変換するステップ、

該デジタルデータから該電気信号の少なくとも1の特性を抽出するステップ、及び

該電気信号の該特性をMIDIコードにマッピングするステップ

を包含する、MIDIコードを発生する方法。

18. 該MIDIコードから音調を発生するステップを更に包含する請求項17に記載の方法。

19. 脳波をリアルタイムで感知するステップ、

エイリアジングを防止するのに少なくとも十分に高いサンプル率で脳波をサンプリングし、サンプルをデジタルデータに変換するステップ、

複数の該サンプルのデジタルデータに対してフーリエ変換を行うステップ、

必要な周波数成分のフーリエ級数係数の大きさを求めるステップ、及び

必要な周波数成分のフーリエ級数係数の大きさをMIDIコードにマッピングするステップ

を包含する、脳波からMIDIコードを発生する方法。

20. 周波数のパスバンドの外側の周波数成分を

分な共通モードリジェクションを有しており、該入力部に於ける共通モードノイズを実質的に除去する請求項3に記載の装置。

5. 該差動増幅器の出力部に接続されたバンドパスフィルタ手段を更に備え、該フィルタ手段が該フィルタ手段のパスバンド内の周波数のみを実質的な減衰なしに該マッピング手段に通過させるためのものである請求項4に記載の装置。

6. 該感知手段が、各々が差動増幅器及びバンドパスフィルタを有する複数のデータチャネルを更に備え、該データチャネルの少なくとも幾つかは、該バンドパスフィルタのための異なるパスバンドを有しており、該チャネルの各々は生体内で発生した異なるバイオポテンシャル信号を感知し、該チャネルの各々は信号出力部を有している請求項5に記載の装置。

7. 各々が該チャネルの内の一の該信号出力部に接続された複数の入力部と、該電気信号を該マッピング手段へ供給するように接続された信号出力部とを有するマルチプレクサを更に備え、該マ

を備えた、生物学的電気信号を音調に変換する装置。

9. 生体により発生させられた電気信号を感知するための、該信号を第1のデジタルデータの流れにリアルタイムに変換するための入力手段、

使用者の入力情報を含む入力されたデジタルデータをビデオディスプレイ情報に変換するためのビデオ出力装置、並びに

該第1のデジタルデータの流れを受け取るための、該第1のデジタルデータの流れ内に入っている該生物学的電気信号の特性を抽出するための、該特性を、該使用者の入力情報を供給できる第2のデジタルデータの流れにマップするための、該流れを該出力装置に伝えるためのマッピング手段

を備えた、生体内で発生させられた電気信号をリアルタイムでビデオデータに変換するための装置。

10. 生体内で発生させられたバイオポテンシャルに応じて機器によって発生させられたMIDI

マルチプレクサが、該信号出力部に接続された制御のための制御入力部を有し、該制御入力部が該マッピング手段に接続されて該手段より選択信号を受け取り、該マッピング手段が該入力部を制御するように信号を発生し、該マルチプレクサが該出力部に接続している請求項6に記載の装置。

8. 生体により発生させられた電気信号を感知し増幅するための、該電気信号の不要成分を除去するための、残りの成分を第1のデジタルデータの流れに変換するための入力手段、

該第1のデジタルデータの流れを受け取り、該流れから該電気信号の1個以上の特性を抽出し、該特性の各々と変化とをMIDIパラメータ及び該パラメータ内の対応する変化にリアルタイムでマップするための、該特性の各々のためにMIDI言語の流れを発生させるための処理手段、並びに

該MIDI言語の流れを受け取るための、MIDI言語を音調又は他の音楽データに変換するための少なくとも1個のMIDI機器

コードを変更するための装置であって、

他の機器からMIDIコードを受け取るための手段、

生体内で発生させられた電気信号を感知するための手段、

該電気信号の特性を求め、その特性を該受け取ったMIDIコード内に作られる変化にマッピングするためのマッピング手段、及び

該他の機器からの該MIDIコードと、該MIDIコード内でなされる変化に関する該マッピング手段からのデータとを受け取るように接続され、該マッピング手段からの該データにより必要とされる変化を行うための、該マッピング手段からの信号に応じて変更されたMIDIコードを出力するための手段

を備えた装置、

11. 脂波を感知するための、所望の周波数成分の特性周波数を含むパスバンドの外側の周波数をフィルタリングにより除去するための、フィルタリングされた出力信号を出力するための手段、

フィルタリングにより除去するステップを更に包含し、サンプリングステップを実施する前に所望の周波数の特性周波数が該バスバンド内にあり、所望の周波数成分の係数の大きさを求めるステップが、 $\beta$ 、 $\delta$ 及び $\theta$ 波等の $\alpha$ 波の特性周波数を有する周波数成分のためのフーリエ級数係数の大きさを求めることを包含する請求項19に記載の方法。

21. 周波数のバスバンドの外側の周波数成分をフィルタリングにより除去するステップを更に包含し、サンプリングステップを実施する前にEKG波の特性周波数が該バスバンド内にあり、所望の周波数成分の係数の大きさを求めるステップが、EKG波の特性周波数を有する周波数成分のためのフーリエ級数係数の大きさを求めることを包含する請求項19に記載の方法。

22. 生体内で発生させられた電気信号を感知するステップ、

該電気信号をMIDIコードにマッピングするステップ、

該MIDIコードを用いて音調を発生するステップ、

該電気信号に於いて有する該音調の効果について該生体内で発生させられた該電気信号を再評価するステップ、及び

該電気信号に於ける変化を該MIDIコードに於ける対応する変化にマッピングすることにより該MIDIコードを変更するステップ

を包含する、MIDIコードを変更する方法。

23. MIDIコードを発生することのできる他の機器から受け取ったMIDIコードを変更する方法であって、

生体内で発生させられた電気信号を感知するステップ、

他のMIDI機器から該MIDIコードを受け取るステップ、

該電気信号の特性を評価し、該特性を該MIDIコードに於ける変化にマッピングするステップ、及び

該マッピングステップに於いて求められた変化

に応じてMIDIコードを変化させるステップを包含する方法。

(以下余白)

### 3. 発明の詳細な説明

(産業上の利用分野)

本発明はコンピュータを用いて演奏される音楽のデジタルコントローラに関するものである。特に、本発明は人体に生じる感知電気信号をMIDIコードにマッピングしかつこのコードが音調の形成をコントロールする技術に関するものである。

(従来の技術)

生体から生じる電気信号を検出しかつこれらの信号を可聴または可視表示に変換することにより生物学的なデータを収集する各種の方法は以前から米国に存在する。かかるシステムの例はScattergood等の米国特許第4,136,684号およびCriscar等の米国特許第4,170,225号に見出すことができる。Scattergood等の特許においてはエレクトロミオグラフィック(電気的筋肉運動記録)バイオフィードバックシステムが開示されている。人体からの電気信号を感知するにはトランスデューサが用いられ、かつこれらの信号は共通モードノイズを

除去するために差動増幅器により増幅される。信号をさらに処理しかつ三次の平均化フィルタにより平均化した後に平均化してフィルタからの出力信号は電流によりコントロールされる発振器をコントロールするのに用いられ、かつこの発振器は一連の可聴パルスを生じ、かつこのパルスの発生速度はトランスデューサにより検出される入力電圧の値に正比例して変化する。システムは筋肉の微細な運動を検出することにより患者のリハビリテーションの進歩を知るのに用いられる。

Criglarの特許は筋肉運動により生じる電気信号を監視するための可搬式のバイオフィードバック装置を教示する。一連のフィルタおよび前置増幅器がノイズ成分および望まざる周波数成分をある周波数帯域中のオリジナル周波数のみが増幅される如く除去する。監視される信号は筋肉の運動により生じる信号である。可視および可聴フィードバックの両者は監視される人物により使用されるために発生される。

別の分野の公知の装置は脳波活動を感知しかつ

脳波またはその成分を可視または可聴フィードバック信号に変換する。かかる種類の装置はYagi等の米国特許第4,228,807号に開示されている。Yagiはあるバイオフィードバック装置を教示したが、これは脳波を感知しかつ $\alpha$ 波成分および脳波に含まれる筋肉成分を別個に抽出する。Yagiは可聴フィードバックの発生を教示し、かつこのフィードバックによりユーザーは脳波中の $\alpha$ 波成分の形状を正確に認識することができ、これにより人体の弛緩の状態を知ることができる。脳波中の筋肉成分に対しても可聴音が同様に発せられ、かつこれによりユーザーは人体の意識の中に緊張の存在を知ることができる。

別のかかるシステムはShigaにより米国特許第4,334,545号の中で開示されている。Shigaは人体の脳波成分を低および高周波帯域に分けて検出するためのシステムを教示する。低周波帯域は脳により発せられる $\alpha$ 波成分とほぼ同じ周波数帯域を持ち、かつ高周波帯域は脳の $\alpha$ 波の最高周波数よりもかなり高い周波数を持つ。可聴レスポンス

が発生させられる。検出された高周波成分が人体が弛緩状態にないことをあらはすレベル以下の振幅を持つ時および検出された低周波成分が最初の予め定められた値よりも大きくかつ第2の予め定められた値よりも小さい振幅を持つ時に表示が生じる。低周波振幅が2つの予め定められた値の間にある時には人体は $\alpha$ 波を生じておりかつ弛緩の状態にある。

別の $\alpha$ 波感知システムはShigaにより米国特許第4,354,505号の中で教示される。この特許の中でShigaは自己訓練フィードバックシステムを教示し、かつこのシステムはバイナリカウンタを持つ。カウンタは弛緩時間をあらわす $\alpha$ 波成分が存在する時間帯をカウントする。カウンタに接続される可視表示装置は $\alpha$ 波の発生が測定された時間帯を表示するのを利用して訓練することを可能にし、この弛緩の度合は可視化される。

脳波から音響を生じる方法がLeeの米国特許第4,454,886号において教示されている。このシステムにおいては脳波記録器から生じた脳波信号は

リアルタイムでアナログ信号からデジタル信号に変換されかつメモリに格納される。次に別の回路が信号のセグメントを定めるEBC信号上の各時点を検出する。メモリ内の信号は次にセグメント単位で読み取られ、しかもセグメント信号はメモリへの入力速度よりも $n$ 倍速い速度で $n$ 回読み取りを反復される。これにより一連の信号が生じるがこれは信号セグメントの高周波の反復である。セグメントはFIFOメモリに格納されるが、その際先に格納されたセグメントが先にメモリから読み取られかつ後に格納されたセグメントが後にメモリから読み取られる。

個人、夫婦または多数の人体の中に生じる電気信号に現れた生物学的な活動は米国特許第4,031,883号においてPohel等により教示されたシステムにおいて感知されかつ利用される。多数の電気接点個人またはグループのすべての人体の頭皮または身体に施される。これらの電気接点により検出される電気信号から生じた可聴知覚中枢フィードバック信号は個人またはグループの人体の中に生

じる2つ以上の生物学的リズムの間で同波数、振幅および位相調和における変動の進行中の個人または複数の個人に同時に伝達される。これらの可聴信号は意識および監視されている脳の機能に関するコントロールを確定するためにまたは瞑想への補助手段としてまたは感知されている信号の特性に付随する注意および意識の各種の状態をフレキシブルにかつ容易に確定または解読する方法を学ぶための補助手段として使用されることができ

る。上記の公知のシステムで感知された信号に応じて音調を生じるものは未だなく、またMIDIインターフェイスコードで音楽データを生じるものはない。

生物学的情報に応じて音調 (musical notes) を発生することを出願人が認識している唯一の公知のシステムはミシガン州立大学において泌尿器科学の教授のJohn P. Hollandにより開発されたシステムである。このシステムにおいては情報と思ひ込みによって尿のサンプルの化学分析が行われる。

化学分析装置は尿中の成分をあらわすアナログ出力信号を生じる。かかる分析は液体クロマトグラフィシステムにより行うことができる。アナログ出力信号はA/D変換装置を介してコンピュータに接続される。音調はアナログ信号の各ピークにIBMパーソナルコンピュータにより割り当てられ、かつこのコンピュータはデジタルデータの流れをMIDIフォーマット指令言語に変換する。このMIDIデータは楽器に送られることにより音調に変換され、かつこの音調をシステムのユーザーが聴くことができる。コンピュータは尿の成分が標準パターンを示した場合には「Star Spangled Banner」のごとき音曲を奏でるごとくプログラミングされることができ

る。これらの公知のシステムはいずれも体内の筋肉組織または脳の中に生じた電気信号を感知しかつそれらをリアルタイムでMIDIフォーマット指令言語に変換し、かつこの言語が次に直ちに音調に変換されることのできるリアルタイムシステムを教示していない。かかるシステムは臨床分析、

バイオフィードバック、ゲーム、楽器、アーティストによるライブパフォーマンス、および多くの他の用途のごとき広い各種の分野に多数の用途を持つ。

(課題を解決するための手段)

本発明の音調の発生を制御するためのデータを発生するための装置は、バイオポテンシャル信号をリアルタイムで感知する手段、及び該バイオポテンシャルを受け取り、リアルタイムでMIDIコードにマッピングする手段を備えており、そのことにより上記目的が達成される。

本発明の装置は、MIDIコードを受け取り、利用することができる何れかの公知の装置を更に備え、MIDIコードを用いて、該MIDIコードから音調を発生するために該MIDIコードを受け取るように接続された該装置の動作を制御する。

本発明の生体内で発生した電気信号からマップされた音調の発生を制御するためにデジタルデータのリアルタイムの発生のための装置は、音調

の制御のための入力されるデジタルデータを音調に変換するための少なくとも1個の出力装置、生体内で発生した少なくとも1個の電気信号をリアルタイムで感知し、該電気信号を該電気信号を表す第1のデジタルデータサンプルの流れにリアルタイムで変換するための手段、及び該第1のデジタルデータサンプルの流れを受け取り、該第1のデジタルデータサンプルの流れから該生体内で発生した該電気信号の少なくとも1個の特性をリアルタイムで抽出し、該特性の各々とそれらの中の変化とを音調の発生を制御し得るデジタルデータの第2の流れにリアルタイムでマッピングし、それを該出力装置に伝達するための手段を備えている。

本発明の装置は、該感知のための手段が、出力部と、2個の感知電極を介して該生物学的信号を感知し増幅するように接続された入力部と、該入力部と接続された接地電極とを有する差動増幅器を備え、該電極は生体と接触して配置され、該差動増幅器が充分な共通モードリジェクションを有

しており、該入力部に於ける共通モードノイズを実質的に除去する。

本発明の装置は、該差動増幅器の出力部に接続されたバンドパスフィルタ手段を更に備え、該フィルタ手段が該フィルタ手段のパスバンド内の周波数のみを実質的な減衰なしに該マッピング手段に通過させるためのものである。

本発明の装置は、該感知手段が、各々が差動増幅器及びバンドパスフィルタを有する複数のデータチャンネルを更に備え、該データチャンネルの少なくとも幾つかは、該バンドパスフィルタのための異なったパスバンドを有しており、該チャンネルの各々は生体内で発生した異なったバイオポテンシャル信号を感知し、該チャンネルの各々は信号出力部を有している。

本発明の装置は、各々が該チャンネルの内の一の該信号出力部に接続された複数の入力部と、該電気信号を該マッピング手段へ供給するように接続された信号出力部とを有するマルチプレクサを更に備え、該マルチプレクサが、該信号出力部に接

続された制御のための制御入力部を有し、該制御入力部が該マッピング手段に接続されて該手段より選択信号を受け取り、該マッピング手段が該入力部を制御するように信号を発生し、該マルチプレクサが該出力部に接続している。

本発明の装置は、生体により発生させられた電気信号を感知し増幅するための、該電気信号の不要成分を除去するための、残りの成分を第1のディジタルデータの流れに変換するための入力手段、該第1のディジタルデータの流れを受け取り、該流れから該電気信号の1個以上の特性を抽出し、該特性の各々と変化とをMIDIパラメータ及び該パラメータ内の対応する変化にリアルタイムでマップするための、該特性の各々のためにMIDI言語の流れを発生させるための処理手段、並びに該MIDI言語の流れを受け取るための、MIDI言語を音調又は他の音楽データに変換するための少なくとも1個のMIDI機器を備えている。

本発明の装置は、生体により発生させられた電気信号を感知するための、該信号を第1のディジ

タルデータの流れにリアルタイムに変換するための入力手段、使用者の入力情報を含む入力されたディジタルデータをビデオディスプレイ情報に変換するためのビデオ出力装置、並びに該第1のディジタルデータの流れを受け取るための、該第1のディジタルデータの流れ内に入っている該生物学的電気信号の特性を抽出するための、該特性を、該使用者の入力情報を供給できる第2のディジタルデータの流れにマップするための、該流れを該出力装置に伝えるためのマッピング手段を備えている。

本発明の装置は、生体内で発生させられたバイオポテンシャルに応じて機器によって発生させられたMIDIコードを変更するための装置であって、他の機器からMIDIコードを受け取るための手段、生体内で発生させられた電気信号を感知するための手段、該電気信号の特性を求め、その特性を該受け取ったMIDIコード内に作られる変化にマッピングするためのマッピング手段、及び該他の機器からの該MIDIコードと、該MIDI

コード内でなされる変化に関する該マッピング手段からのデータとを受け取るように接続され、該マッピング手段からの該データにより必要とされる変化を行うための、該マッピング手段からの信号に応じて変更されたMIDIコードを出力するための手段を備えている。

本発明の装置は、脳波を感知するための、所望の周波数成分の特性周波数を含むパスバンドの外側の周波数をフィルタリングにより除去するための、フィルタリングされた出力信号を出力するための手段、該フィルタリングされた出力信号を、エイリアジングを防止するのに充分高い割合でサンプリングするための手段、複数の該サンプルに対してフーリエ変換操作を実施するための手段、該所望の周波数成分の特性周波数に於ける該フーリエ変換操作により生じる所望の周波数成分係数の振幅を求める手段、及び所望の周波数成分の強度をMIDIコードにマッピングするための手段を備えている。

本発明の装置は、該マッピングするための手段

が、脳波の $\alpha$ 波成分の強度の変化をMIDIコードのプログラム番号にマッピングするための手段を備えている。

本発明の装置は、生体内の筋肉又は筋肉群内で発生した電気信号を感知するための、第1の出力信号を発生するための手段、生体内で発生した脳波を感知するための、不要の周波数成分をフィルタリングにより除去するための、第2の出力信号を発生するための手段、生体内で心臓筋肉を動かすために発生された電気信号を感知するための、不要の周波数成分をフィルタリングにより除去するための、第3の出力信号を発生するための手段、該第1、第2及び第3の出力信号をエイリアジングを防止するのに充分高いサンプル率でサンプリングするための、該第1、第2及び第3の出力信号の各々を表すデジタルデータを発生するための手段、並びに該デジタルデータを受け取るための入力部を有し、出力部を有し、該デジタルデータから該第1、第2及び第3の出力信号の各々の特性を抽出するための、該特性の各々をMIDI

コードの異なったチャンネルにマッピングするための、該出力部に於いてMIDIコードの該チャンネルの各々を出力するための処理手段を備えている。

本発明の装置は、MIDIコードの各チャンネルが該出力部に於いて異なった時間間隔の間に出力される。

本発明の方法は、生体内で発生させられた電気信号を感知するステップ、及び該電気信号をMIDIコードにマッピングするステップを包含する。

本発明の方法は、生体内で発生させられた電気信号を感知するステップ、及び該電気信号を、使用者にビデオゲームのための入力データを供給するために適したデジタルコードにマッピングするステップを包含する。

本発明の方法は、生体内で発生させられた電気信号を感知し、不要の周波数成分をフィルタリングにより除去するステップ、該フィルタリングされた電気信号をデジタルデータに変換するステップ、該デジタルデータから該電気信号の

少なくとも1の特性を抽出するステップ、及び該電気信号の該特性をMIDIコードにマッピングするステップを包含する。

本発明の方法は、該MIDIコードから音調を発生するステップを更に包含する。

本発明の方法は、脳波をリアルタイムで感知するステップ、エイリアジングを防止するのに少なくとも充分に高いサンプル率で脳波をサンプリングし、サンプルをデジタルデータに変換するステップ、複数の該サンプルのデジタルデータに対してフーリエ変換を行うステップ、必要な周波数成分のフーリエ級数係数の大きさを求めるステップ、及び必要な周波数成分のフーリエ級数係数の大きさをMIDIコードにマッピングするステップを包含する。

本発明の方法は、周波数のパスバンドの外側の周波数成分をフィルタリングにより除去するステップを更に包含し、サンプリングステップを実施する前に所望の周波数の特性周波数が該パスバンド内にあり、所望の周波数成分の係数の大きさを

求めるステップが、 $\beta$ 、 $\delta$ 及び $\theta$ 波等の $\alpha$ 波の特性周波数を有する周波数成分のためのフーリエ級数係数の大きさを求めることを包含する。

本発明の方法は、周波数のパスバンドの外側の周波数成分をフィルタリングにより除去するステップを更に包含し、サンプリングステップを実施する前にEKG波の特性周波数が該パスバンド内にあり、所望の周波数成分の係数の大きさを求めるステップが、EKG波の特性周波数を有する周波数成分のためのフーリエ級数係数の大きさを求めることを包含する。

本発明の方法は、生体内で発生させられた電気信号を感知するステップ、該電気信号をMIDIコードにマッピングするステップ、該MIDIコードを用いて音調を発生するステップ、該電気信号に於いて有する該音調の効果について該生体内で発生させられた該電気信号を再評価するステップ、及び該電気信号に於ける変化を該MIDIコードに於ける対応する変化にマッピングすることにより該MIDIコードを変更するステップを包

合する方法。

本発明の方法は、MIDIコードを発生することのできる他の機器から受け取ったMIDIコードを変更する方法であって、生体内で発生させられた電気信号を感知するステップ、他のMIDI機器から該MIDIコードを受け取るステップ、該電気信号の特性を評価し、該特性を該MIDIコードに於ける変化にマッピングするステップ、及び該マッピングステップに於いて求められた変化に応じてMIDIコードを変化させるステップを包含する。

(作用および効果)

本発明の教示によれば、収集されかつリアルタイムに処理される生体において生じる電気信号からリアルタイムに音調が生じる。この場合に、生体に存在する生物学的に生じる1つまたはそれ以上の信号を感知するためのトランスデューサを含むシステムが教示される。これらのトランスデューサはアナログ電気信号をデジタルデータの流れに変換するための変換回路に結合される。ディ

ジタルデータの流れはマッピング(mapping)ユニットにより受けられ、かつユニットはデジタルデータの流れからリアルタイムにある情報を抽出し、かつこれらの特性をミュージックシンセサイザ、ビデオゲームまたは他のタイプの装置のごとき出力装置をコントロールすることのできるフォーマットを持つデジタルデータの第2の流れにマップ(map)する。

好ましい実施例において、マッピング回路は生物学的に生じた信号(以下では時としてバイオポテンシャルと称す)のある種の特性を誘致しかつこれらの特性をMIDIインターフェイスの1つまたは複数のパラメータにマップするごとくプログラミングされているコンピュータである。バイオポテンシャルは生体により生じる電気信号である。好ましい実施例においては、変換手段が体内に生じた電気信号の振幅をデジタル言語に変換し、かつこの言語が特定のサンプル期間中の振幅を限定する。コンピュータは次にこれらの振幅言語をMIDIインターフェイスコードの読み取り

の音調番号(note numbers)にマップする。音調番号は出力装置として用いられるミュージックシンセサイザ上に生じる音調の周波数に対応する。振幅言語は次に「note-on」および「note-off」MIDIインターフェイスフォーマットコードシーケンスまたはデータパケットに変換される。これらのMIDIデータパケットは次にシンセサイザに送られ、かつこのシンセサイザは生体内に生じた電気信号の強さに応じてマップされる周波数を持つ音調を発する。

本発明は好ましい実施例に対する上記の特定のマッピング方式に限定されることはない。本発明に対して多くの用途が可能であり、またこれらの用途の各々は変換回路により行われるべき機能に対して特定の要求事項を持つことができ、かつ多くの種類のマッピング機能が可能である。例えば、ビデオの領域においては、本発明はビデオゲーム、コンピュータグラフィックおよび教育に用途を見出すことができる。音楽の分野では本発明はパフォーマンスアート、および医師、精神医学者およ

び心理学者のオフィスの中で使用するための専門的な臨床機器に用途を見出すことができる。本発明に対する用途を持つことのできる音楽の分野の中の他の亜分野は消費物質および医療物質である。本発明を用いることのできる消費物質は、ミュージック玩具、アマチュア楽器、レクリエーション装置、ムードメーカー、ドリームマニピュレーション装置、ペットミュージック装置、ベビーミュージック装置およびグループミュージック装置を含む。医療技術においては、本発明はミュージック診療、整形外科的処理およびリハビリテーション、麻酔リハビリテーションおよび不眠症治療および睡眠を助成するための器具に用途を見出すことができる。機械の分野では、本発明は無線コントロールされる玩具、義肢および家庭器具に用途を見出すことができる。

従って、本発明は変換およびコンピュータ回路によって実施される特定の機能に高いフレキシビリティの度合を期待する。例えば、変換回路は身体の各位置に設けられた多数のトランスデューサ

により生じる信号から各種の周波数帯域での情報を集めるためのいくつかのチャンネルを含むことができる。各種の周波数帯域での信号はデジタル信号に変換することができ、かつこの信号は次にコンピュータに伝達される。次にコンピュータはこれらの信号を信号の周波数、信号の強度、信号の周波数における変化または強度の変化に関して分析することができる。各チャンネルにおける信号のこれらの特性は、各種のパラメータのいずれかにマップされることができ、かつこれはMIDIのごとき標準のインターフェイスを介してシンセサイザまたは他の出力装置においてコントロールされることができる。例えばシンセサイザが出力装置に対して用いられる時には、標準MIDIインターフェイスは周波数の変化がプログラム番号または倍音系列にマップされるごとくマッピングの目的に用いることができる。シンセサイザに対するMIDIインターフェイスおよびビデオ装置に対するSMPTEインターフェイスは出力装置の多くの特性のコントロールを可能にする。これ

らの特性は装置により生じる出力表示の質をコントロールする。生物学的に生じた信号の特性から、特定の用途に対し適合する出力装置に対するインターフェイスによりコントロールされることのできるパラメーターへのマッピングの組合せは本発明の教示に従うものである。

#### (実施例)

第1図には本発明の教示によるシステムの好ましい実施例のブロック図が示されている。人体10は電気信号の発生源の役割を持つ。第1図は人体の頭に取付けられたいくつかのトランスデューサ12、14および16を示す。これらのトランスデューサは人体10からの脳波信号を感知しかつ前置増幅器24への信号ライン18、20および22に信号を出力する。

本発明の教示によればトランスデューサにより感知される人体からの電気信号は脳波(EEG)または脳波信号、心臓の筋肉から発する心電図(EKG)(エレクトロカルディオグラム)信号または眼のごとき人体の他の部分の筋肉から生じる筋

電図(EMG)信号を含む任意のタイプの信号であることが可能である。トランスデューサ12、14および16の位置は筋肉の運動または人体の他の電気的な活動を捉えるための人体上のあらゆる位置であることができる。さらに、この場合には人体を対象としたが、本発明は動物およびもし電気的活動が特定の形で行われる場合には植物に対しても用いることができる。

トランスデューサ電極12、14および16が人体の上に置くことのできる他の場所は眼の近傍にある。眼球は基本的には、直流双極を形成しかつ眼の位置に関連した極性を持つ直流信号を形成する。電極が眼のいずれの側にも置かれる時にはこの極性を検出することができる。この直流信号は眼が1つの方向に移動する時に1つの電極への負の度合が高まり、また眼が他の方向に移動する時には正の度合が高まる。この方法によれば眼を左右に移動させる眼の運動を検出することができる。眼球に関する電極の位置を種々に変えることにより他の眼の運動もまた検出することができる。眼の双

極信号は以後EOG(眼球電位図, electrooculogram)信号と呼ぶこととする。

電極12、14および16を他の場所に設置することによりEOG(心電図)信号を検出することができる。

第1図には3つのトランスデューサが示されているに過ぎないが、多数のトランスデューサをセットにして用いることもまた、本発明の教示の中に含まれる。一般に、共通モードノイズを除去し得るように脳または筋肉内に生じる電気信号を感知するには3つのトランスデューサ(すなわち電極)を用いることが好ましい。3つのトランスデューサを用いた場合には1つを共通電極としてまた他の2つを感知電極として使用することができる。電極14を第1図に示された実施例における共通電極と仮定した場合には、共通モード信号は電極12と14との間および電極16と14との間に同時に生じる信号である。これらの共通モード信号が除去される時には差動モード信号ができるが、これは上記の電極対の間の場合のごとく共通な信号で

はない。求める筋肉または脳波活動をあらわすのはこれらの差動モード信号である。

共通モード信号の除去および差動モード信号の増幅は前置増幅器24により行われる。前置増幅器24は共通モード除去比が高くかつ内部でのノイズ発生度の低い差動増幅器とされている。120デシベル除去の共通モード除去が通常であるが、これが不可欠ではない。得られる信号対ノイズが使用可能である限りいかなる増幅器特性値も充分と考えられる。

前置増幅器24の出力はフィルタ回路26を通してA/D変換回路28のアナログ入力に結合される。フィルタ回路の目的は電極またはその接続線により誘導的にピックアップされまたは信号ライン30上の前置増幅器24の出力にある60サイクルノイズを除去することにある。

A/D変換回路28は、ライン32上のフィルタ回路26の出力をエイリアジング(aliasing)の防止のために十分に速い速度でサンプリングする。A/D変換回路28はバス34上にデジタルデータの流

れを作り出す。A/D変換回路28のサンプリング速度はNyquist基準に基づくエイリアジング問題を避けるために対象となる周波数の基本成分の少なくとも2倍とされる。

複数のフィルタパス帯域が用いられるより複雑な実施例においては、各チャネルに対し別個のアナログディジタル(以下時としてA/Dと称す)変換回路を使用することができる。各パス帯域フィルタは異なった周波数または周波数帯域をもたらすためにNyquist基準を満足するために各チャネルには別個のサンプリング率が用いられねばならぬ。当業者であれば、各パス帯域の主要周波数が各パスバンドの中のアナログ信号の正確なディジタル表示を得るためにサンプリングされる構成を理解することができるであろう。

好ましい実施例においては、A/D変換回路28はライン32上の信号の増幅をサンプリングし、かつ各サンプル時間帯中の増幅を受信するアナログ信号の振幅または強さをあらわすディジタル言語に変換するのに用いられる。バス34上のディジタ

ル強度言語はマッピングコンピュータ36により読み取られる。

マッピングコンピュータ36の目的はライン32上のアナログ信号の1つまたは複数の特性を求めるためにバス34上の受信ディジタルデータを分析することにある。この特性はMIDIインターフェイスのパラメータにマップ(map)され、かつMIDIフォーマットデータ言語はマッピングコンピュータ36から生じる。好ましい実施例においては、ライン32上の信号の強さはミュージックシンセサイザ出力装置38によりその強度言語に対して作り出されるべき音調の周波数にマップされる。他の実施例においては、ライン32上の信号の周波数のとき他の特性が音調番号(音調周波数)にマップされることができ、または受信されるアナログ信号の強さのまたは周波数の変化がシンセサイザ38をコントロールするためにMIDIコードにおいて特定されることのできる1つ以上のパラメータにおける対応する変化にマップされることができ

マルチチャネルの実施例においては、各チャネルは同じまたは異なったパス帯域内の受信アナログ信号の異なった特性を探し求めることができる。各特性は次にマッピングコンピュータ36によるMIDIフォーマットインターフェイスコードにおける別個のパラメータへの別個のマッピングを行うことができる。コントロールされることのできるMIDIフォーマットパラメータの例は「note on」「note off」,「note number」,コントロールパラメータおよびシステムイクスクループメッセージである。完全なMIDI仕様は公知である。好ましい実施例に用いられているのはMIDIの1つの形態である。

MIDIはMusical Interinstrument Digital Interfaceの頭文字をとったものである。このインターフェイスはシンセサイザ、シーケンサ、ホームコンピュータ、リズムマシン等を標準インターフェイスにより相互接続することを可能にする。標準MIDIインターフェイスハードウェア回路および標準MIDIデータフォーマットがある。

MIDIの通信は1つのステータスバイトの次に1つまたは2つのデータバイトを持つマルチバイトメッセージにより果たされる。発信器と受信器との間のMIDIコード言語のデータ伝送に用いることのできる16のチャンネルが存在する。MIDIインターフェイス仕様の内容は添付の参考資料の中に示されている。

ミュージックシンセサイザ38はマッピングコンピュータから出力バス40上のMIDIフォーマットデータ言語を受け取りかつMIDIデータに従って音調を生じる。第2図の実施例においては、前置増幅器24とフィルタ回路26は第1図の実施例の中の該当の回路の実施する機能と同じ機能を行う。ディジタルコンバータ28に対しても同様のことといえる。第2図の実施例におけるマッピングコンピュータ36はしかし第1図のマッピングコンピュータとは異なったマッピングを行う。なぜならばSMPTEインターフェイスフォーマットが用いられるからである。第2図のシステムにおいて出力装置はビデオゲーム40である。このビデオ

ゲームはディスプレイ42をドライブする。ビデオゲーム40は種類を選ばない。第2図の用途においては、ユーザーの入力はコード言語として到達し、かつこれは信号に変換され、かつこれはビデオゲームのオペレーションをコントロールする。言い換えれば、ディジタルデータはユーザーのジョイスティック、発射ボタン等からビデオゲームにより通常読み取られる信号に変換されることができ、ある実施例においては、SMPTEインターフェイスフォーマットを用いることができる。SMPTEインターフェイスフォーマットはビデオ工学の当業者には周知である。

マッピングコンピュータ36の機能はバス34上のディジタルデータの流れを受け取り、かつそれをビデオゲーム40のコントロールのために必要なユーザー入力データを供給するある機能データに従ってマップすることにある。特定のマッピング機能はビデオゲーム40により要求されるユーザーからの入力の特定のタイプによって決まる。ビデオゲーム40に対する適切なインターフェイス回路は

ユーザー入力をマッピングコンピュータ36からバス44を介して受け取りかつそれをビデオゲーム40の動作をコントロールするための適切な信号に変換する。

第2図の用途ではユーザーは、ある種の思考を行い、トランスデューサ12、14および16の設けられている位置に従ってある眼球運動またはユーザーの身体の各種の筋肉のある種の運動を行うことにより、ビデオゲーム40に対する入力を与えることができる。第2図の用途における出力装置として働く多くの適切なビデオゲームの利用が可能である。当業者にはバス44上のインターフェイスデータを受け取りかつビデオゲームに対して必要なコントロール信号にそれを変換するための適切なD/A変換インターフェイス回路をデザインすることは容易であろう。

マッピングコンピュータ36のプログラミングはビデオゲーム40により実施されるユーザーインターフェイスのタイプによって決まる。大抵のビデオゲームは位置のコントロール入力および発射コ

ントロール入力を必要とするからマッピングコンピュータ36はバス34上のディジタルデータをバス44上の位置コントロールおよび発射コントロールのデータ言語にマップすることによりビデオゲーム40をコントロールするごとく一般にプログラミングされる。勿論、他のタイプのユーザー入力を必要とする他のタイプのビデオゲームに対してはマッピングコンピュータ36はビデオゲーム40により要求される適切なタイプのユーザー入力を供給するごとくプログラミングされる。

第3図は生体からの電気信号を受信しかつこれらの信号をある種の特性に対して分析しかつこれらの特性に基づいてリアルタイムで出力表示を生じるためのプロセスを示す。このプロセスは基本的には入力ステップのみからなり、かつこの場合にEEG、EMG、EOGまたはEKGのごとき生物学的な電気信号が公知の方法で電気トランスデューサを介して感知される。このステップはブロック46によりシンボル化されている。ステップ46は生体から受信されたアナログ信号を処理して

ノイズまたは生体内に生じる無関係な他の信号により隠される状況下で希望の電気信号を導き出すためのフィルタレーションまたは他の処理をもシンボル化している。

ブロック48は、ステップ46において導きだされたアナログ信号をデジタルデータに変換するためのプロセスにおけるステップをあらわす。ブロック48は強度値を該当のデジタル値へのストレートなアナログデジタル変換または他のタイプのプロセスをあらわす。例えば電気信号の周波数はアナログ信号に変換されかつそのアナログ信号の振幅は該当のデジタル値に変換されることができる。同様に、求めるアナログ信号の周波数または強度における変化が導きだされ、次に周波数または強度の変化に該当する振幅を持つアナログ信号に変換されることができる。これらの信号の振幅は次に該当のデジタルデータに変換されることができる。ブロック48があらわす特定のプロセスはステップ46において感知された電気信号の求める用途および特性によって決まる。

ブロック50は1つ以上の特性に対してステップ48において生じたデジタルデータを分析するプロセスをあらわす。言い換えれば、ブロック50は生体により生じた電気信号をあらわすデジタルデータから生体により生じた電気信号の特性を求めるためのプロセスをあらわす。例えばステップ50は特定の時間帯にわたり強度、変化する強度、周波数または周波数の変化をあらわすデジタルデータ言語の平均化をあらわす。他の形の処理、例えばデジタルフィルタリング、コンボリューション、コリレーションまたは他の公知のデジタル信号処理技術をも使用することができる。

ブロック52はステップ50において導きだされた特性を出力表示の特定のパラメータをコントロールするデジタルデータにマッピングするためのプロセスをあらわす。出力装置がミュージックシンセサイザである好ましい実施例において、ブロック52は受信信号の強度を、生じた音調の周波数にマッピングするためのプロセスを表す。シンセサイザの各種のパラメータがコントロールされる

べき他の実施例に対しては、ブロック52は求める特定のマッピングをあらわす。例えば受信されるアナログ信号の周波数はミュージックシンセサイザに倍音形成(harmonic generation)またはプログラム番号にマッピングされることができる。あるいは、受信される信号の強度の変化が生じた音調の該当の発生(attack)速度または消滅速度にマッピングされることができる。受信される電気信号に関する多数の特性のいずれか1つがコントロールされることのできる出力表示の1つまたはそれ以上のパラメータにマッピングされることができる。

ブロック54はブロック52によりシンボル化されたプロセスステップにより実施されたマッピングを実施するために出力コントロール信号または出力デジタルデータを生じるプロセスをあらわす。

ブロック56はブロック54のプロセスステップにより生じたデジタルデータまたはコントロール信号に基づきリアルタイムで音調または他の出力表示を生じるプロセスをあらわす。

第3図に示されたプロセスは極めて概略的であるが本発明の教示は極めて多様な実施態様を包含する。生体から感知される電気信号のタイプ、これらの信号がデジタルデータに変換される態様およびそのデジタルデータが分析される態様に関しては多様な選択が許される。さらに、ブロック52によりシンボル化されているステップにより実施することのできるマッピングの形およびマッピングプロセスから生じる出力データのタイプに関しても多様な選択が可能である。また、用いられる出力装置のタイプも用途に応じて左右される。上述のステップの中のいずれか1つに対する特定は従って本発明の教示が用いられるべき特定の用途によって決まる。

次に本発明の教示が特定の用途に用いられることのできる方法を示す特定の実施例について考察を行うこととする。

第4図には受信する生物学的に生じた電気信号の強度を該当の周波数を持つ音調にマッピングするために用いる、本発明の具体例のシステムのプ

ロック図が示されている。ブロック60の中の回路は人体に生じる電気信号を検知するための感知装置の1つのチャネルに対する典型的な回路をあらわす。マルチプルチャネルを使用することができる。基本的には、各チャネルの感知回路はA/D変換の前にノイズおよび望まざる信号成分を除去するためにアナログ信号をプロセスするための各種のゲインおよびフィルタリングステージからなる。

各チャネルには3つのトランスデューサ12、14および16が用いられる。トランスデューサ12および16は差動増幅器62の正負の入力に接続される。該差動増幅器62の信号接地は第3のトランスデューサ14に接続されている。

トランスデューサは人体の皮膚に施され求める信号を検知することのできる電気接点である。例えばEKG信号が検出されるべき時には、トランスデューサは心臓筋肉により生じる電気信号を検出するために公知の方法で人体の胸部の皮膚にテープで固定される。

ローパスフィルタ72は1KHz以下の周波数を持つ信号のみがこのフィルタを実質的な減衰を生じることなく通過するとく1Hzの周波数下降点を持つ。以上を総合した場合にフィルタ64および72は1Hz以上でかつ1KHz以下の周波数を通すバンドパスフィルタをあらわすことになる。パス帯域のいずれの側にもあるこれらの転移周波数は必要な周波数に対して調整されることができる。例えばEKGの $\alpha$ 波が検出されるべき時にはフィルタの転移点はその中に $\alpha$ 波が見出される10Hz付近の周波数の帯域のみを通過させるごとく調節することができる。

存在するチャネルが1つ以上の場合にはマルチプレクサ74が必要である。マルチプレクサは多数の入力を持ち、かつその各々はチャネルの1つの出力に、特にチャネルの1つにおけるローパスフィルタ72の出力に接続される。マルチプレクサ74はまた選択バス76に接続される多数の選択入力を持つ。このバスは信号処理チップ82のアドレスバス80にそのデータ入力を接続されるアドレスラッ

差動増幅器62は、内部ノイズ発生度の低くまた共通モードの除去度の高いノイズの少ない増幅器である。

差動増幅器62の出力はハイパスフィルタ64の入力に接続される。ハイパスフィルタの目的は、差動増幅器62の出力信号ライン66にある直流オフセットを除去することである。ハイパスフィルタはこの機能を果たすために1Hzの上向き転移周波数を持つ。

ハイパスフィルタ64の出力はある実施例においては非平衡終端増幅器68の正の入力に接続される。この増幅器は可変利得段として用いられる。増幅器の負の入力はポテンショメータ70の可動アームに接続され、かつポテンショメータは抵抗エレメントの一端を大地に接続されかつ他端を差動増幅器68の出力に接続されている。この増幅器の目的は人体から検出された電気信号の増幅レベルをユーザーの選択し得る量だけ高めることにある。可変利得段68の出力はローパスフィルタ72の入力に接続される。

チ78の出力に接続される。好ましい実施例においては、320C10が用いられる。アドレスラッチ78の負荷コントロール入力は信号処理チップからのライン84上のADDRESS VALID コントロール信号に接続される。従って、信号処理チップは、その入力信号がアドレスバス80上で分析されるチャネルのアドレスを書込み、かつライン84の上のADDRESS VALID 信号をアクティブにすることによりそれをアドレスラッチ78にラッチすることによりマルチプレクサ74による切り換えをコントロールする。これによりバス76には特定のビットパターンが生じ、かつこれによりマルチプレクサ74は求めるチャネルから出力信号ライン88に接続するために入力信号ラインを選ぶことができる。

ライン88上の選ばれたアナログ信号はA/Dコンバータ90の入力に接続される。A/Dコンバータは、信号処理チップ82からクロック分割器91およびライン93を介してクロック信号を受信する。ライン93上のクロック信号の立ち上がり毎にA/Dコンバータ90がターンオンされ、A/Dコンバ

ータの入力においてアナログ信号に対する変換処理を開始する。A/Dコンバータ90がその変換プロセスを完了した時にはライン94上にD O N E信号を発する。この信号はステータスフラグとして作用するラッチ96の中にラッチされる。このラッチはその出力を信号処理チップ82に信号ライン98により接続される。信号ライン98はある実施例においては信号処理チップ82の中断入力に接続されることができるか、またはそれは変換が行われたか否かを知るために必要に応じフラグラッチ96をポーリングするプロセスをあらわすことができる。

信号処理チップがD O N E信号を感知するとそれはライン92上にR E A D信号を発する。この信号を受けてA/Dコンバータは変換データをデータライン104に送る。クロック分割器91は信号処理チップ82からクロック信号を受け取りかつそれを250のファクタにより除する。得られた低速のクロック信号はライン93上にA/Dコンバータ90の「スタート変換」入力に対して出力される。

信号処理チップ92はマルチプレクサ74とA/D

コンバータ90を各チップから送られてくる入力信号をそのチャネル上の信号の予測される周波数に対しNyquist基準により定められた速度でサンプリングする方法でコントロールする。Nyquist基準はエイリアジングを持たぬ周波数Fの信号の有効サンプリングに対してはサンプリング頻度は少なくとも2Fであることを要求している。第4図に示された用途では必要な周波数は1Hzから1KHzの周波数帯域にある。従って、信号処理チップ82はチャネル1からの信号のサンプリングを有効サンプリング率が2KHzであるごとくコントロールする。

A/Dコンバータ90からの出力デジタルデータは一時的にバッファ100においてラッチされる。バッファ100は信号処理チップ82がデータバス102を介してバッファの内容を読み取るために入力/出力動作を行う時点までデジタルデータを格納する。信号処理チップからのコントロールライン92上のR E A D信号はバッファ100の負荷コントロール入力に接続される。R E A D信号が発され

る度に、A/Dコンバータ90は新たな変換を開始しかつバッファ100はその時点ではA/Dコンバータ90のデータ出力バス104上にある前の変換から得られたデータを装入される。

信号処理チップはデジタルデータを各チャネルから上記の方法で集める。このデータは次に分析されかつU A R T 106を経て出力装置に伝送されるためにM I D I言語フォーマットを持つデジタルデータにマップされる。U A R Tはその並列データ入力を信号処理チップ82のデータバス102に接続されている。信号処理チップは並列データをその中に書き込むためにU A R Tを以て入出力動作を行う。U A R Tは次にこの並列データを直列のフォーマットM I D I言語に変換し、かつ得られたM I D I言語の流れを直列フォーマット信号ライン108上をシンセサイザにまで伝送する。

信号処理チップ82はそのデータ収集およびマッピング機能を第5図のフローチャートに従って行う。第5図には、体内に生じた電気信号の強度がミュージックシンセサイザにより生じる音調の周

波数にマップされる用途のための本発明の好ましい実施例のフローダイアグラムが示されている。このプロセスの第1ステップはブロック110によりシンボル化された有効サンプル速度を低下させることである。なぜならばさらに多くのサンプルがバイオポテンシャルの狭い帯域幅をあらわすのに必要である以上にサンプリング回路により採取されていたからである。有効サンプリングの低速化によりサンプリング間の計算のための時間がさらに長くとられることができる。すなわち、ミュージックシンセサイザはデジタルデータが人体から得られるよりも速かに低い速度でM I D I言語を受け取ることができるので、有効サンプリング速度を容認し得る速度で音調を発するためにM I D I言語がミュージックシンセサイザにより発せられかつ受け入れることのできるレベルにまで引き下げることは重要なことである。好ましい実施例においては、これは、ブロック110によりシンボル化されるプロセスステップにより行われる。このブロックはA/Dコンバータ90から入力され

る各6番目のサンプルを受け入れるプロセスをシンボル化している。これはマルチプレクサ74およびA/Dコンバータ90がドライブされる12KHzの実際のサンプリング速度から2KHzの有効サンプリング速度を与えることになる。

マッピングプロセスがそれから始まることのできるデータサンプルの収集の初めを確定するためにステップ112が行われる。このステップは、平均化の目的に対してメモリアレイに最初の8サンプルを装入するためのプロセスをあらわす。サンプルのグループの平均強度は個々のサンプル値よりもマッピング機能に対して用いられることによりシステム内のノイズの効果を除去しかつ生じる音調の流れの推移をスムーズにすることができる。

次のステップはブロック114によりシンボル化されたごとくアレイの中のサンプル値を平均化することである。プログラムループの中では最初、アレイの中に8つのサンプルが存在するに過ぎずかつ平均化はこれらの8つのサンプルについて行われるに過ぎない。しかし、アレイは32のサン

プルを格納する容量を持ち、ステップ114後のループにおいては平均動作は32のサンプルについて行われる。なぜならば新しいサンプルはループがトラバースされている間に到着するからである。

(以下余白)

アレイ内の値の平均の為の演算が行われた後、平均値が予め定められた閾値よりも大きいかなんかを知らるためにテスト116が行われる。このテストの目的はマッピングプロセスからのノイズを除くことによりノイズサンプルが音調を生じることを防止することにある。平均値が与えられた閾値よりも小さい場合には、信号処理チップが1サンプル時間を持ち、次に通路120を経てステップ114に分岐して戻るステップ118が行われる。

ステップ116のテストの結果、平均値が閾値よりも大きいことが判ると、次にステップ121が行われる。ステップ121は「note on」を割当てられている。MIDI言語を送る為に第4図のUART106に対する入力出力動作を行うプロセスをあらわす。これは出力ミュージックシンセサイザに対し信号処理チップ82は音調を発することを望んでいることを告げる。然し、発せられるべき特定の音調は又シンセサイザが音調を発する前に別のMIDI言語にも送られねばならない。信号処理チップが発することを望む特定の音調を伝える

為にステップ122が行われる。ステップ122は、4サンプリング時間(有効サンプリング速度での)にわたり待機し次に音調番号MIDI言語を送ることにより何れの音調がミュージックシンセサイザにより演奏されるかをコントロールするプロセスをあらわす。

バイオポテンシャルの強度(振幅)を音調番号にマッピングするマッピングプロセスはステップ122に於て行われる。これは演算により平均値を出しかつこれを音調番号として用いることにより行われる。データのこの8ビットはUART106に接続された信号処理チップデータバスのデータライン08から015にのせられる。他の実施例に於ては検索テーブルを利用し又は或る種の数学的アルゴリズムを実施することが出来よう。

「note on」MIDIシーケンスに於ける第3MIDI言語は「note on velocity」である。言い換えれば、音符を演奏する為にミュージックシンセサイザは3つのMIDI言語を受け取らねばならない。その一つは「note on」指令であり、

2つ目は必要な音符の周波数を識別する「note number」指令言語であり、又3つ目は音調のフィーリング又は印象の部分を定める「note on velocity」である。ステップ124は4サンプリング時間をウエイトした後に「note on velocity」を送るプロセスをあらわす。第5図に示されたアルゴリズムに於て、「note on velocity」は最小および最大可能MIDI note on velocity 値の中間に固定される。他のアルゴリズムに於て、「note on velocity」言語はEEGはEKGチャネルのごとき別のチャネル上のデータからのマッピングにより作り出すことができる。

「note on」MIDIシーケンスが送られた後に音調は8サンプリング時間にわたり持続することが許される。8サンプリング時間後に「note off」MIDIシーケンスが送られる。このシーケンスの第1ステップはブロック126によりシンボル化される。このステップはUARTに「note off」指令言語を書き込む入力出力動作をあらわす。

EEGマッピングプロセスに於ける最初のステップはMIDI設定ステップである。このステップは本明細書に明示されているすべてのマッピングプログラムに共通であるが、簡潔にするためにすべてのフローチャートに於て省略された。このMIDI設定ステップは音響の特性をコントロールする1セットのMIDIパラメータを確定する為にシンセサイザにMIDIプログラムコードを送る為のプロセスをあらわす。かかるパラメータの各セットはプログラム番号を持つ。これによりシンセサイザが成る特性的な音響を持つことを有効に確定することができる。

脳波の $\alpha$ 波成分のマッピングを行う為に $\alpha$ 波成分の振幅を見出すことが先ず必要である。 $\alpha$ 波は10Hzの平均特性周波数を持つ。入力信号はフィルタレインヨン後には7Hzから30Hzまでの周波数成分をもつから、10Hz成分は他のすべての周波数から取る方法で分離されねばならない。この分野では迅速なフーリエ変換、時としてFFTと呼ばれる、が公知でありかつこの中での詳述は避けるこ

ととする。FFTは10Hz成分を信号の残りの部分から分離するために行われる。ディジタルコンピュータに於てFFTを行うには独立したサンプルセットが必要である。ステップ142はFFTを実施する為に必要な数のサンプルを収集するプロセスをあらわす。好ましい実施例に於ては8つのサンプルがFFTの為に用いられるが、他の実施例では更に多くの数のサンプルを用いることができる。

好ましい実施例に於てはEEGのマッピングの為に有効サンプリング速度は150 Hzである。 $\alpha$ 波成分は10Hzであるから20Hz又はそれ以上のサンプリング速度ならば本発明を実用化する目的には充分である。

プロセスの次のステップはFFT計算を行うステップをあらわすブロック144によりシンボル化されている。FFTは一連の和声学の為にFFTフーリエ級数の振幅係数を決め、かつこれはそれらの係数により定められる振幅に於てミキシングされる時にオリジナル信号を作り出す為に組合

ととする。FFTは10Hz成分を信号の残りの部分から分離するために行われる。ディジタルコンピュータに於てFFTを行うには独立したサンプルセットが必要である。ステップ142はFFTを実施する為に必要な数のサンプルを収集するプロセスをあらわす。好ましい実施例に於ては8つのサンプルがFFTの為に用いられるが、他の実施例では更に多くの数のサンプルを用いることができる。

好ましい実施例に於てはEEGのマッピングの為に有効サンプリング速度は150 Hzである。 $\alpha$ 波成分は10Hzであるから20Hz又はそれ以上のサンプリング速度ならば本発明を実用化する目的には充分である。

プロセスの次のステップはFFT計算を行うステップをあらわすブロック144によりシンボル化されている。FFTは一連の和声学の為にFFTフーリエ級数の振幅係数を決め、かつこれはそれらの係数により定められる振幅に於てミキシングされる時にオリジナル信号を作り出す為に組合

せられる。言い換えれば、フーリエ変換は時間領域から周波数領域への変換である。これにより時間領域に在るフーリエ変換数値処理を施される信号の周波数領域内の周波数成分が得られる。第6図の方法に於けるFFTを行うことの目的は、ステップ142に於て収集されたサンプルによりあらわされる入力信号に於ける10Hz成分の振幅を求めることに在る。ステップ145は、ステップ144のFFTの結果の点検を行うことにより10Hz係数値を求める為のものである。この係数は $\alpha$ 波成分の振幅をあらわす。

ステップ148はステップ146に於て求められた10Hz係数値を固定閾値と比較する為のプロセスをあらわす。これは充分な大きさを持つ $\alpha$ 波成分がマッピングに於て変化を誘起することを防止する為に行われる。

もし10Hz成分が閾値よりも低い時にはステップ150が行われる。ステップ150は新たなFFT変換を行うことを目的として新たなサンプルパッチの収集されるのを待つ為のプロセスをあらわす。

10Hz成分が閾値よりも大きいときにはステップ152が実施される。このステップはMIDIコード言語のプログラム変化シーケンスを出力装置に送ることにより、ミュージックシンセサイザの「声」又は音響を変化させるプロセスをあらわす。この分野では周知のごとくミュージックシンセサイザおよび他のMIDIマシンは、ガラスの割れる音、ホーン、ドラム、シンバル又は他の公知の又未知の音のごとき特徴的な音響を発生する予めアレンジされたプログラム又はMIDIパラメータの組合せを持つ。これらの組合せのパラメータ値の各々はプログラム番号により識別される。第6図に示された方法では、本人の考えているパターンは $\alpha$ 波成分が充分な大きさを持つ時にはプログラムを変えることができる。この場合ステップ152が行われることによりMIDI言語のシーケンスが送られ、かつこれがプログラムの番号を変化させる。シーケンスは2言語の長さに過ぎず、しかも第1MIDI言語は「change program」指令およびプログラムの変更されるべきMIDI「channel」

であり、第2言語はMIDIマシンがプログラミングされるべきプログラム番号である。

コンピュータミュージックの作成分野で周知のごとくMIDIインターフェイスは16チャンネルを持つ。この様にして複雑な音楽は、16のチャンネルの各々に就てMIDI「note on」および「note off」シーケンス、コントロールパラメータおよびMIDIプログラム番号の流れを送ることにより行うことができる。MIDIマシンはそれ自体をこれらのチャンネル間で時分割多重化し、かつプログラムおよび特定のチャンネルに於て受け取った他のコントロール情報に従ってすべての音符を演奏する。この動作はユーザーにとっては同時に起きる為に極めて複雑な音楽がこの方法で作出することができる。

勿論、当業者は臨波の他の成分が感知されかつ多重的なプログラムの変化が思考パターンを変えることから生じることと各種の番号にマップされることができることを考えるであろう。

第7図にはEKG信号をドラムマシンをコント

ロールするのに適したMIDIコードにマッピングする際の信号処理チップ82により実施されるプロセスのフローダイアグラムが示されている。当業者はドラムマシンが第7図のEKGマッピングルーチンにより生じるMIDIコードによりコントロールされることのできる唯一の出力装置ではないことを知るであろう。何故ならばマッピング機能が機械のタイプおよびコントロールされるべきパラメータに対して調節することができるからである。

EKGマッピングルーチンはステップ160から始まるが、このステップはシンセサイザ又は他のMIDIマシンにその音質を確定する為にプログラム番号を送る為のMIDI設定ステップである。他のコントロールパラメータは又MIDIコードでマシンを正しく設定する為に同様に送られる。

EKGマッピングの際に必要な基本周波数は0.1Hzから4Hzの帯域内に在る。EKG信号の各種の成分の強度はブロック162によりシンボル化されたステップにより求められる。このプロセスは第

6図のEKGマッピングの際に行われたごとくFFTを形成することにより、又は求める成分を除くすべてのデジタル又はアナログフィルタレーションおよび強度の測定によるがごとく公知の何れかの方法で行うことができる。求める周波数成分の強度を求める何れの公知の信号処理技法もEKGマッピングルーチンには充分であり、かつ同じことが第6図のEEGマッピングルーチンに対しても云える。但しこの場合には脳波の10Hz $\pm$ α波成分の振幅が求められる。

次にEKG信号の求める周波数成分の強度はテストブロック164によりシンボル化されているごとく固定化された閾値と比較される。振幅が閾値よりも小さい時にはステップ166が実施されるが、これは別のFFT計算を実施する為にもう一つのサンプルバッチの到達するのを待つプロセスに過ぎない。求める周波数成分を分離する為にデジタル又はアナログフィルタレーションが用いられる時にはステップ166がスキップされ、かつコントロールはステップ164から直接ステップ162

に戻り、従ってステップ168は実施されない。

求める周波数成分の振幅が閾値よりも大きい時には、ステップ168が「note on」シーケンスを例えばMIDIドラムマシンに送る為に実施される。当業者ならばMIDIマシンの他のタイプが代りに用いることができ、或はマッピングが求める周波数成分の強度から音調番号である必要はないと考えるであろう。例えばマッピングは求める周波数成分の強度から、プログラム番号、コントロールパラメータおよび/又はシステムエクスクルーシブ等の他のMIDIマシンパラメータであることが可能である。

ステップ168が行われた後に、ステップ170は適切な遅延後に「note off」シーケンスをドラムマシンに送る為に実施される。当業者は遅延はユーザーにより設定された任意の適切な遅延であることができると考えるであろう。

第8図には人体に於て感知されたバイオポテンシャルに応じて音調が生じた場合のかかる音調に対する人体の反応を判定することによりMIDI

コードを変更する為のプロセスのフローダイアグラムに示されている。基本的には第8図に示されたプロセスは時間ゼロに於てバイオポテンシャルを判定しかつそれから音調を生じる。音調が生じた後に人体はこれらの音調に反応し、かつ人体内のバイオポテンシャルは変化する。これらの人体のポテンシャルは再度判定され、かつ新しいMIDIコードがバイオポテンシャルの変化に応じて形成される。このプロセスはステップ172から始まり、かつこのステップは、バイオポテンシャルを上記の方法で第4図に記載の装置あるいは必要とされる周波数帯域内のバイオポテンシャルを感知することのできる他の装置を用いて感知する。

ステップ174はそれらの特性に対するバイオポテンシャルを判定し、かつこれらの特性を各種のMIDIパラメータの一つ又はそれ以上にマッピングする為のプロセスをあらわす。このマッピングが行われた後、適切なMIDIコード言語が形成されかつ出力装置に送られる。

ステップ176は、ステップ174に於て生じたM

IIDIコードに応じて音調を発する際に出力装置により行われるプロセスをあらわす。これらの音調が発せられた後に人体はそれらに対して反応する。人体が反応する時、脳波ポテンシャルが変化する。更に心拍数又はEKGポテンシャルも又変化する可能性がある。更に筋肉(EMG)も又人体が音調に反応して動く時にも変化する可能性がある。ステップ178はステップ176に於て生じた音調に反応してバイオポテンシャルに生じる変化を判定する為にこれらのバイオポテンシャルの特性を再判定するプロセスをあらわす。ステップ178も又上記のごとく感知されたバイオポテンシャルの新たな特性を判定しかつこれらの変化をステップ174に於て形成されたMIDIコードに於ける変化にマッピングする為のプロセスをもあらわす。

ステップ180はステップ178に於て実施されたマッピングに反応して新たなMIDIコードを形成するためのプロセスをあらわす。プロセスは次にステップ172に戻る。

第9図には生体内に生じたバイオポテンシャル

の或る特性に応じて、別のMIDIマシンから受信されるMIDIコードを変更する為のプロセスのフローダイアグラムが示されている。多様なタイプのMIDIマシンが現在利用可能であり、更にこの外にも増え続けている。これらのマシンの多くはマシンに生じたミュージカルデータがMIDI言語フォーマットで他のマシンに伝達されることのできるようにMIDIコード出力を持つ。ステップ182は他のMIDIマシンからのかかるMIDIコードを受取る為のプロセスをあらわす。ステップ184は生体からのバイオポテンシャルをリアルタイムで感知する為のプロセスをあらわす。この中に記載の方法又はそれ以外の方法であらゆるタイプのバイオポテンシャルが感知されることができる。

ステップ186は上記のごとく感知されたバイオポテンシャルの特性を判定する為のプロセスをあらわす。この判定はリアルタイムで行われる。バイオポテンシャルの特性が求められると、これらの特性は受信されるMIDIコードのMIDIバ

ラメータに対する該当の変更マップされる。例えば感知されるバイオポテンシャルがEKG信号である時には、上昇する心拍数は高い音調番号又はリズムマシンの変化したリズムにマップされることができよう。ステップ188はステップ186に於て求められたバイオポテンシャル特性に応じて受信されるMIDIコードを変更する為のプロセスをあらわす。新しいMIDI出力コードが次に形成されかつ出力される。

第10図には4種のバイオポテンシャル信号を感知し、かつMIDIコードを別のマシンから受け取り、かつ複数のチャネルに於て新たなMIDIコードを形成する為の本発明の教示に基づくシステムが示される。システムはバイオポテンシャルの特性を複数のチャネル上のMIDIコードにマップすることにより、ミュージックシンセサイザのごとき出力装置の各種のパラメータをコントロールする。システムは、本人の体に施された電極を通じてバイオポテンシャルを感知する為の4種のフロントエンドチャネル備えている。4つのチャ

ネルは、EMGチャネル200、EEGチャネル202、EKGチャネル204および（眼球位置を感知する為の）EOGチャネル206である。これらのチャネルの各々は第4図の60によって示されるチャネル1回路に類似である。しかし各チャネルはバイオポテンシャル周波数の求める周波数以外のアナログ成分を除去する為に独自の周波数のパス帯域を持つことができる。

システムは又他のMIDIマシンからのMIDIコードを受取るためのインターフェイス208をも含む。このインターフェイスは、入って来るMIDIコード言語を受取りかつ例えばUARTのFIFOバッファに格納する。MIDIコード言語が格納される時に、インターフェイス208はライン210上にインタラプトフラグを上げることにより信号処理チップ82が新たに到達したMIDI言語をデータバス212を介して読取ることを可能にする。

この入力／出力動作はデコーダ216に接続されたアドレスバス214上のインターフェイス208の

アドレスを密込むことにより行われる。このデコーダは次にライン218上のENABLE-2信号を発信することによりインターフェイス208上の内部バッファがそのMIDI言語データをデータバス212上にセットすることに可能にする。信号処理チップ82は次に読取り入力／出力動作を行うことにより送られて来るMIDIコード言語を受取る。信号処理チップ82は又他の実施例に於いてはインタラプト構造を用いる代りにインターフェイス208を周期的にポーリングすることができる。好ましい実施例に於ては、信号処理チップ82はそのサービスを4つのバイオポテンシャルチャネルおよびインターフェイス208の間で時分割多重化する。即ち、信号処理チップ82はバイオポテンシャルチャネルの各々のアドレスおよびインターフェイス208をアドレスバス214上に於てシーケンス的に形成する。デコーダ216は、マルチプレクサ74の選択コントロール入力に接続されたバス220上に適切な選択コントロール信号をシーケンス的に発することによりバイオポテンシャルチャネルから

の4つの出力の各々を次に出力信号ライン88にマルチプレクサ74を介してシーケンス的に接続することを可能にする。

A/Dコンバータ230は入力アナログデータを受取りかつこれをディジタルデータに変換し、かつこれはバス232を経てバッファ100に書き込まれる。各チャンネルがマルチプレクサ74を経て信号処理チップ82により選ばれるので、そのチャンネルからのサンプルに対応するディジタルデータはバッファ100に格納される。その後、信号処理チップは入力/出力動作を行い、アドレスバス214上にバッファのアドレスを書き込むことによりバッファ100の中のデータを読取り、かつこれによりデコード216はライン234上のENABLE-1信号をアクティブにすることができる。これによりバッファ100はそのデータをデータバス212に置くことができ、次に信号処理チップはそれを入力/出力読取動作により読取る。次に信号処理チップ82はこのデータを内部レジスタ又はスクラッチパッドRAM又は外部RAM236の中に処理の為に格納する。

かるマシンのパラメータにマップすることは本発明の範囲の中に含まれる。

信号処理チップ82は各タイムスロットに対してサービスルーチンを持つ。各タイムスロット中に行われるマッピングルーチンのタイプはそのタイムスロット中に処理されているチャンネルデータの特定のタイプによって決まる。EMGチャンネル200に対しては、マッピングルーチンは第5図に示されたステップを以って構成される。EEGチャンネルデータが処理される時には、マッピングルーチンは第6図に示されたプロセスに類似するものとなる。EKGデータが処理されている時には、マッピングルーチンは第7図に示されたルーチンに類似のものとなる。EOGチャンネル206からの眼球からの双極データが処理される時には、信号処理チップ82により行われるマッピングルーチンは第5図に示されたマッピングルーチンに類似のものとなる。信号処理チップ82が別のマシンからの受け取られるMIDIコードを処理する時には、マッピングルーチンは第9図に類似のものとなる。

信号処理チップ82が行うマッピング機能は用途に大きく左右される。この場合本発明の教示は、リアルタイムで感知されるバイオポテンシャルの特性と、リアルタイムで行われるMIDI言語を介してコントロールすることのできるパラメータまたは何れかの他の出力装置の中でコントロールされることのできるパラメータとの間で行われるマッピングが本発明の範囲内に含まれることを意図すると記載することによって充分である。本発明はMIDIインターフェイスに限定されることはない。ユーザーによりコントロールされることのできるパラメータを持つあらゆる出力装置は、本発明の範囲を狭い範囲に制約する公知の事実が存在しないことを前提に本発明の範囲内に含まれる。例えば、脳に電気的刺激を与えることにより被検体のムードを変えるか又は他の方法で脳の化学条件に或る種の変化を与えることのできるマシンが将来開発される時には、バイオポテンシャル特性を筋肉運動又は思考パターンにより被検体のムードを変えるごとくコントロールされることのできるか

MIDIインターフェイスコードは最高16チャンネルの使用を意図している。従って16の個別のMIDI言語データの流れが別個のタイムスロット中に同じ装置に送られることができる。従って、出力装置は事実上同時に最高16のMIDI指令言語の流れに回答することができ、かつ同時にそれらのすべてに回答している様に見える。実際には、出力装置は16の個別のタイムスロット中に16の個別の指令言語の流れに回答している。しかし切換えが極めて迅速である為に人体の耳と脳は区別される音を一つの複合的な音曲にまとめようとする。出力に於てこの時分割多重化を行う為に信号処理チップ82は各タイムスロットサービスルーチン中に形成されたMIDIコードを該当のMIDIチャンネル上の出力装置に出力する。これは各タイムスロット、即ちチャンネルに対してデータを該当のUARTに書き込むことにより行われる。各UARTは最高16のMIDIチャンネルを扱うことができる。システムは存在するUARTと同じ数の装置をコントロールすることができる。これらのU

UARTは240の番号で示されている。出力装置は適宜のUARTのアドレスをアドレスバスに書き込むことによりドライブすることができる。これによりデコーダ216はENABLE-2バス242上の該当のイネイブル信号をアクティブにすることができ、かつこれにより該当の出力装置に対するUARTをイネイブルにすることができる。信号処理チップ82は次に入力/出力書き込み動作を適宜のUARTにデータバス212を介して行う。240で示されるUARTの集合体の中の他のUARTのすべては、それらの入力を高インピーダンスモードでデータバス212に、送られて来るデータがイネイブルされたUARTによってのみ格納されるごとく接続される。このUARTは次にデータバス212からの並列フォーマットデータをミュージックシンセサイザ又は他の出力装置244に直列データリンク246を経て出力されるMIDIコード言語の直列の流れに変換する。

参考資料1は好ましい実施例の2チャンネル回路図であり、参考資料2は第5図のマッピングを実

施するこの実施例に対するアセンブリコードである。参考資料3は第10図に示された実施例に類似の実施例に対するアセンブリコードであるがこの場合には3つのチャンネル(EMC、EEG、およびEOG)が存在するのみである。本発明はこの中で開示された各種の実施例に関して記載されたが、当業者はほぼ同じ方法で、ほぼ同じ手段を用いほぼ同じ結果を得る為にこの中に記載の機能を実施するのに用いることのできる多くの他の実施例を考案することができるであろう。かかるすべての代り得る実施例は特許請求の範囲の中に含まれるべきものである。

#### 4. 図面の簡単な説明

第1図は出力装置としてミュージックシンセサイザを用いる本発明の一つの実施例のブロック図である。

第2図は本発明のビデオゲームへの使用の為に教示の示すブロック図である。

第3図は生体からの電気信号を収集しかつこれらの信号を成る種の特性に関して分析しかつこれ

らの特性に基いてリアルタイムに出力を表示するプロセスの為にフローダイアグラムである。

第4図は生物学的電気信号をミュージックシンセサイザによりリアルタイムで生じた音調の音の周波数に変換するシステムの形の本発明の好ましい実施例のブロック図である。

第5図は本発明のプロセスの好ましい実施例のフローチャートを示し、特に生物学的電気信号から音調をリアルタイムに作り出す為の電気信号強度から音調周波数へのマッピング機能を示している。

第6図はEEG信号の $\alpha$ 波成分をMIDIコードにマップする為に用いられる方法のフローチャートである。

第7図はEEG信号強度をMIDIドラムマシンの為のMIDIコードにマップする為のマッピングプロセスのフローダイアグラムである。

第8図は生体が最初に感知されたバイオポテンシャルに応じて生じた音調に反応する機械を持った後にバイオポテンシャルを再判定することによ

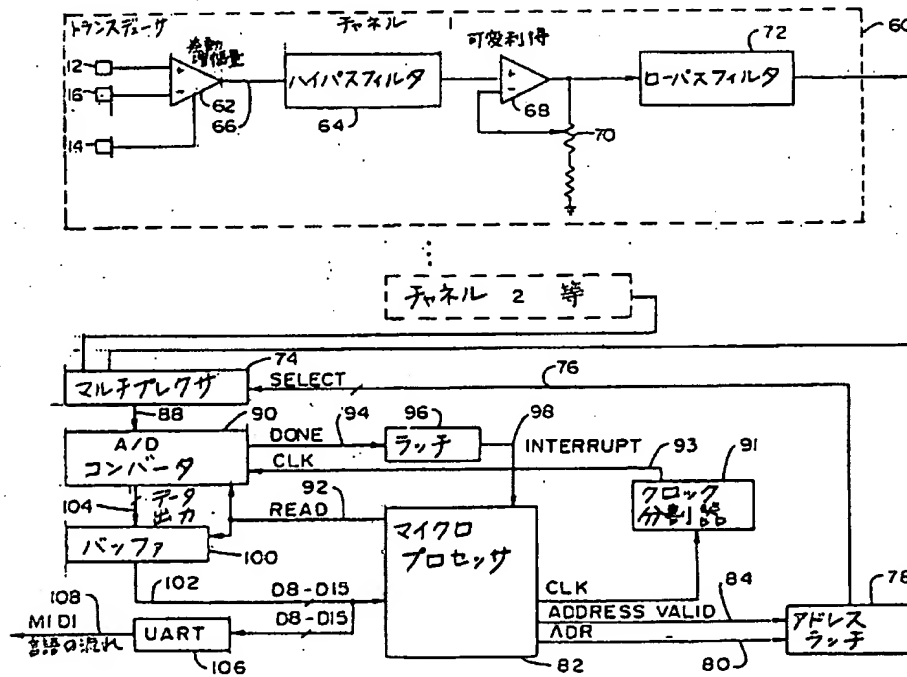
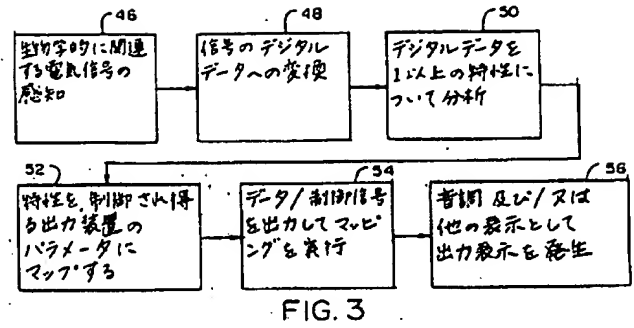
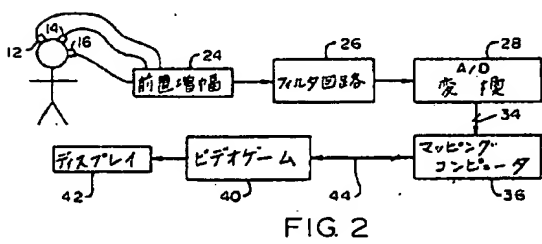
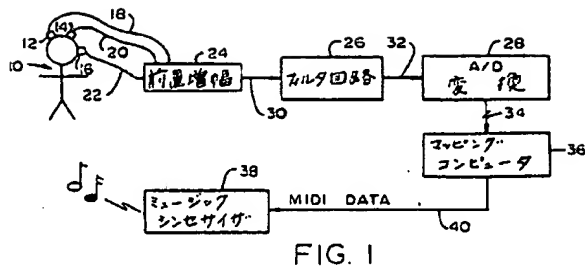
りバイオポテンシャルに応じて作り出されたMIDIコードを変更する為のプロセスをあらわすフローチャートである。

第9図は別の機械からのMIDIコードを受信し、かつ身体からのバイオポテンシャルの判定を行い、次にバイオポテンシャルを受信するMIDIコードに於ける該当の変更マップし、次に変更されたMIDIコードを再出力する為のプロセスのフローダイアグラムを示す。

第10図は4種のバイオポテンシャルを感知し、かつMIDIコードを他の機器から受信し、かつバイオポテンシャルに応じてMIDIコードを生じる為の本発明の教示によるシステムの実施例のブロック図を示す。

以 上

代理人 弁理士 山本秀策



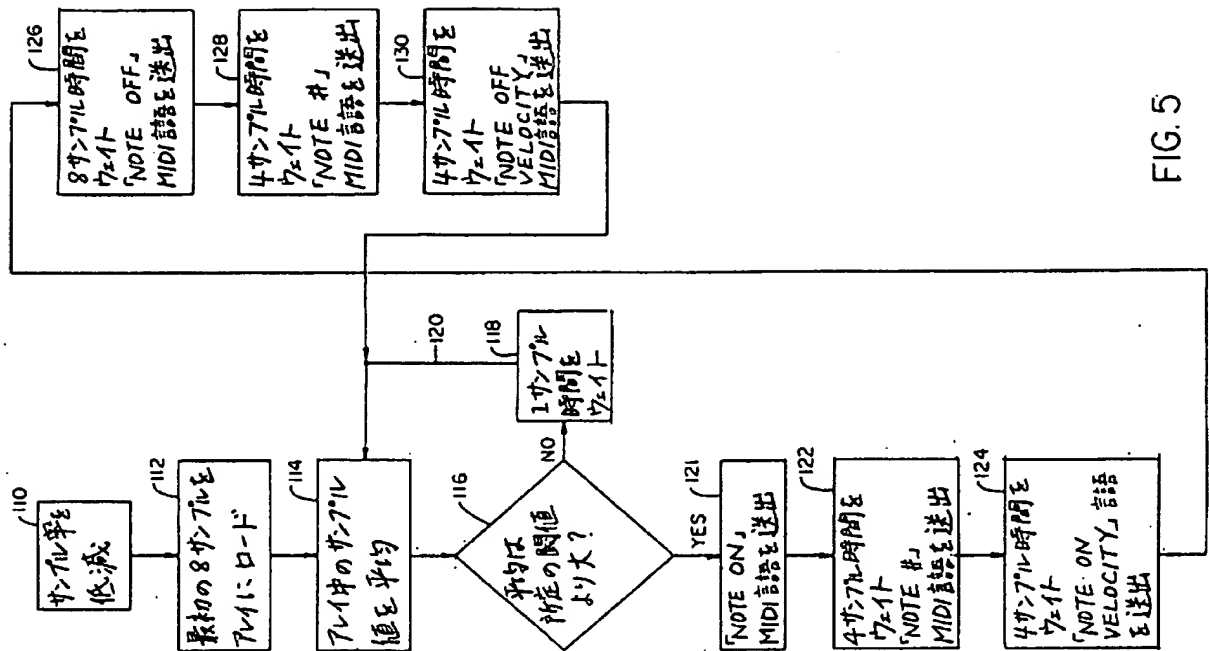


FIG. 5

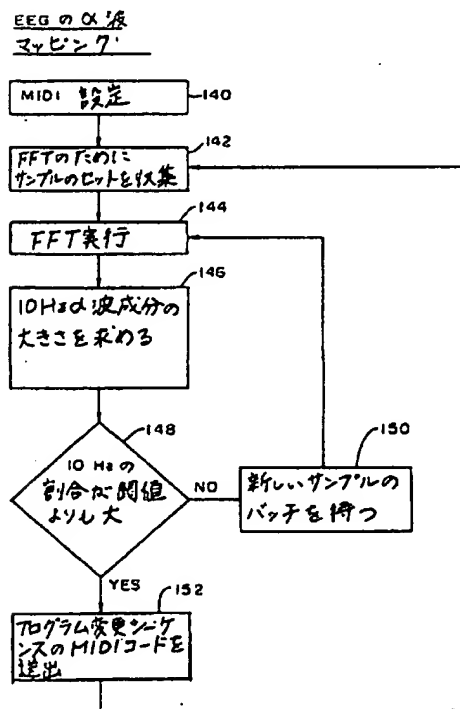


FIG. 6

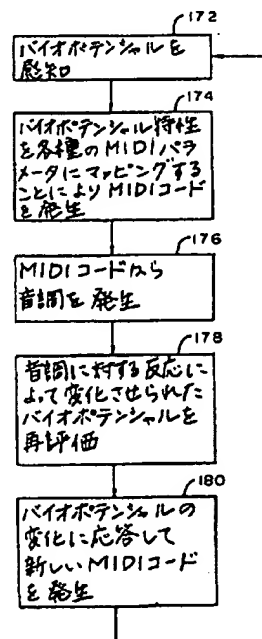


FIG. 8

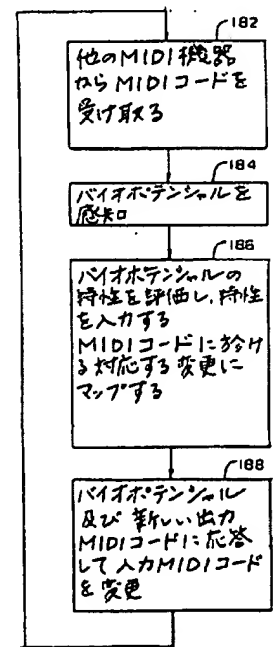


FIG. 9

FIG. 7

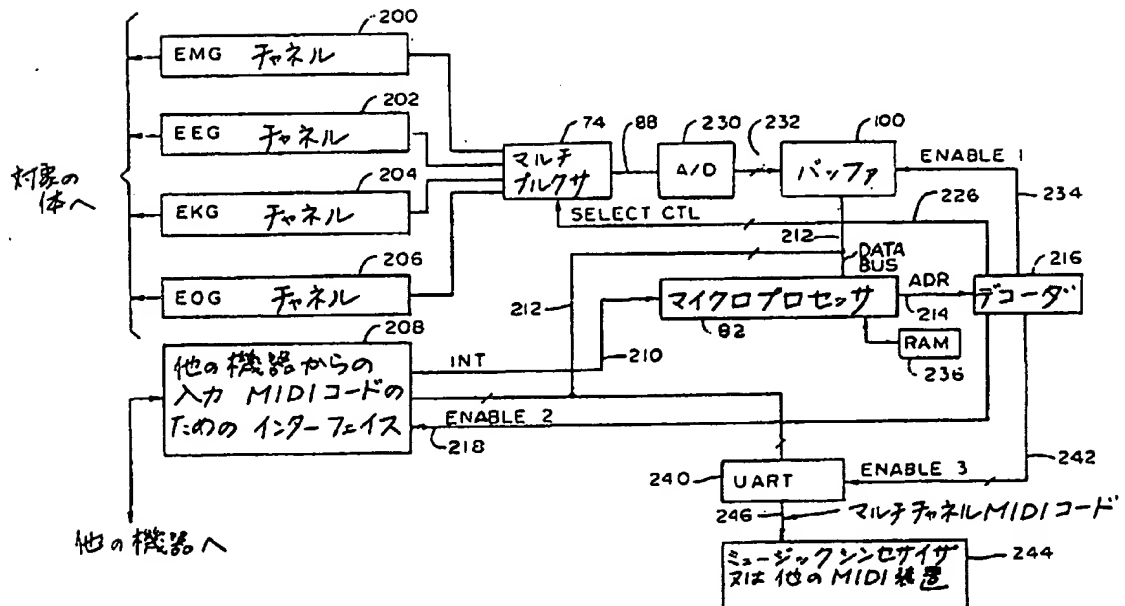
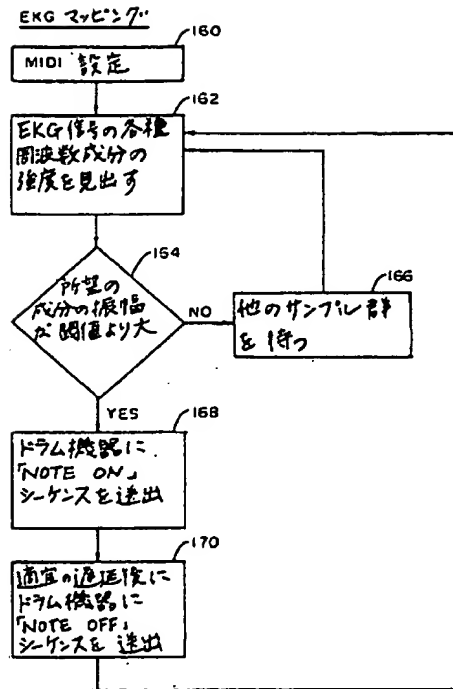


FIG. 10

第1頁の続き

⑦発明者

ベンジャミン アー  
ル. ナツブ

アメリカ合衆国 カリフォルニア 94303 イースト バ  
ロ アルト, エヌオー. 10 ウッドランド アベニュー  
1735

**This Page is Inserted by IFW Indexing and Scanning  
Operations and is not part of the Official Record**

**BEST AVAILABLE IMAGES**

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images include but are not limited to the items checked:

- ☐ **BLACK BORDERS**
- ☐ **IMAGE CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES**
- ☐ **FADED TEXT OR DRAWING**
- ☒ **BLURRED OR ILLEGIBLE TEXT OR DRAWING**
- ☐ **SKEWED/SLANTED IMAGES**
- ☐ **COLOR OR BLACK AND WHITE PHOTOGRAPHS**
- ☐ **GRAY SCALE DOCUMENTS**
- ☐ **LINES OR MARKS ON ORIGINAL DOCUMENT**
- ☐ **REFERENCE(S) OR EXHIBIT(S) SUBMITTED ARE POOR QUALITY**
- ☐ **OTHER:** \_\_\_\_\_

**IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.**

**As rescanning these documents will not correct the image problems checked, please do not report these problems to the IFW Image Problem Mailbox.**